



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2004 058 122 A1** 2006.07.13

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 058 122.3**
(22) Anmeldetag: **02.12.2004**
(43) Offenlegungstag: **13.07.2006**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 6/03 (2006.01)**
A61B 5/055 (2006.01)
A61B 19/00 (2006.01)

(71) Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Pfeiler, Manfred Dr. Ing., 91054 Erlangen, DE

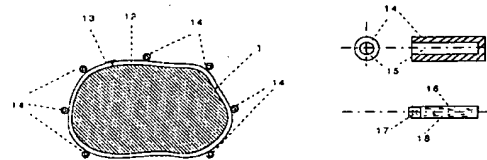
Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Registrierungshilfe für medizinische Bilder**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung geht aus von der Aufgabe, in mit unterschiedlichen Bildgebungssystemen, z. B. CT, also Röntgencomputertomographie, und PET, also Positronenemissionscomputertomographie, von ein und demselben Patienten erzeugten Bildern Landmarken einzubringen, die dem topologischen Angleich beider Bilder dienen können. Die Orte von z. B. im PET-Bild dargestellten Organen oder Organbereichen sollen also nach erfolgtem topologischen Angleich bei der Überlagerung des PET-Bildes z. B. mit dem CT-Bild in diesem CT-Bild möglichst mit den Orten der dort dargestellten gleichen Organe zusammenfallen.

Das wird erreicht durch am Patienten z. B. mittels eines Gürtels (12) angebrachte und als zylindrische Hohlkörper (14) ausgeführte Landmarkengeber für die CT, die im Übergang zur Untersuchung mit PET mit Landmarkengebern für die PET, die als strahlungsdurchlässige Gefäße (16) eine PET-spezifische radioaktive Substanz (18) enthalten, ortsdefiniert, z. B. durch Einstecken der Gefäße (16) in die Höhlung der zylindrischen Hohlkörper (14), verbunden oder die durch die Gefäße (16) ersetzt werden, so dass die Landmarken im CT-Bild den zugehörigen Landmarken im PET-Bild eindeutig und ortsgenau zugeordnet werden können.



Beschreibung**Stand der Technik**

[0001] Die medizinisch-diagnostische Bildgebung war bis zu Beginn der siebziger Jahre des letzten Jahrhunderts eine Domäne der klassischen Röntgentechnik mit ihren Projektionsbildern. Ultraschallbildgebung und auch die Bildgebung der Nuklearmedizin befanden sich noch am Anfang ihrer Entwicklung. Die Röntgencomputertomographie (CT) kam in den siebziger Jahren hinzu, die Magnetresonanztomographie (MRT) in den achtzigern. CT und MRT liefern Querschnittbilder, die unterschiedliche Eigenschaften des untersuchten Gewebes darstellen. Die CT stellt die Eigenschaften der ortsabhängigen Röntgenstrahlungsschwächung des untersuchten Gewebes dar, die MRT Eigenschaften, die mit dem Kernspin der im Gewebe vorhandenen Atome, vor allem dem des Wasserstoffatoms zusammenhängen. Parallel zur Entwicklung der CT und der MRT hat sich auch die nuklearmedizinische Bildgebung in Richtung der Querschnittbild Darstellung weiterentwickelt. Hier ist zum einen die als SPECT bezeichnete Bildgebung durch Messung der Intensität von Gammastrahlung oder von Photonen zu nennen, die von Gewebestellen ausgeht, in denen mittels eines applizierten Radiopharmakons gezielt diese Art von Strahlung abgebendes Material angereichert wurde (SPECT = single photon emission computerized tomography). Das andere nuklearmedizinische Verfahren ist PET, bei der ein Positronen emittierendes Material in vergleichbarer Weise an Gewebestellen verbraucht wird, wobei die abgegebenen Positronen sich in unmittelbarer Nähe ihres Emissionsortes mit einem Elektron vereinigen und so Gammastrahlung erzeugen (PET = positron emission tomography). Auch die Bildgebung mit Ultraschall hat wesentliche Fortschritte gemacht.

[0002] Die genannten nicht-nuklearmedizinischen Verfahren sprechen alle auf unterschiedliche Gewebeeigenschaften an oder auf gleiche Gewebeeigenschaften mit jedoch unterschiedlicher Sensitivität, Spezifität und der Art der Darstellung. Je nach Fragestellung wird man ein bestimmtes Verfahren mit Vorzug anwenden; auch kann für bestimmte Fragestellungen die Anwendung mehrerer Verfahren die diagnostische Information entscheidend erhöhen.

[0003] Die nuklearmedizinischen Bilder (SPECT, PET) zeigen in dem von ihnen abgebildeten Gewebequerschnitt Intensitätsverteilungen, die je nach Rezeptur des Radiopharmakons für gesundes oder normal funktionierendes Gewebe wie z.B. für den Herzmuskel aufgrund dessen Stoffwechsel stehen können oder für krankes Gewebe aufgrund dessen pathologischen Stoffwechsels wie z.B. bei Karzinom-Metastasen in der Leber oder im Knochen. In den nicht-nuklearmedizinischen Bildern deutlich dargestellte Strukturen fehlen oder sind nur angedeutet,

so dass ein durch eine Intensitätsverteilung dargestelltes stoffwechselaktives Gewebe nicht oder nur unzureichend in die Morphologie des Körperquerschnitts eingeordnet werden kann. Für bestimmte Fragestellungen wäre es aber von besonderem Vorteil, den genauen Ort einer Intensitätsverteilung innerhalb eines Organs zu kennen, was man sich so vorstellen kann, als würden das nuklearmedizinische Schichtbild und das nicht-nuklearmedizinische Schichtbild punktgenau zur Deckung gebracht. Hier stellt sich die besondere Aufgabe der Bildregistrierung (engl. registration, mit register für eintragen, einzeichnen), die die Orte gleicher Gewebe- oder Organpunkte des in beiden Bildgebungsarten oder Bildmodalitäten dargestellten Körper- oder Gewebequerschnitts so transformiert, dass sie in einem gemeinsamen Ortskoordinatensystem die gleichen Ortskoordinaten haben oder eben in diesem Sinne solche Orte im Koordinatensystem der einen Modalität in das Koordinatensystem der anderen Modalität transformiert. Eine solche Transformation kommt im allgemeinen nicht allein mit einer Drehung und/oder Verschiebung aus, weil davon auszugehen ist, dass bei den Bildaufnahmeprozessen mit beiden Modalitäten selbst dann, wenn bei der Patientenlagerung der Bildschnitt auf gleicher Höhe angelegt wird, z.B. durch Verlagerung von inneren Organen sich im Bild die Umrandung des Körperquerschnitts wie auch die dargestellten Organe unterschiedlich darstellen. Insofern ist hier die Registrierung keinesfalls ein trivialer Vorgang.

[0004] An den Vorgang der Registrierung schließt der Vorgang der Zusammenführung beider Bilder an zur "integrierten Darstellung" beider Bildinhalte. Dieser Vorgang wird als Bildfusion (engl. fusion, für Verschmelzung) bezeichnet. Das geschieht durch Überlagerung der beiden (registrierten) Bilder, wobei zur besseren Unterscheidung der unterschiedlichen Inhalte z.B. das nuklearmedizinische Bild in Farbe angelegt und so dem schwarz-weißen CT-Bild überlagert wird. Da hier Bilder unterschiedlicher Modalitäten registriert und zusammengeführt werden, wird von einer multimodalen Registrierung und Fusion gesprochen; hier wäre, weil von zwei Bildmodalitäten die Rede ist, besser noch von bimodaler Registrierung und Fusion zu reden.

[0005] Dieser Vorgang und seine grundsätzliche Bedeutung sollen anhand von **Fig. 1** und **Fig. 2** erläutert werden, wobei für das gewählte Beispiel der Idealfall unterstellt wird, dass im Übergang von der Erstellung des Computertomogramms laut **Fig. 1a** zur Aufnahme des PET-Bild laut **Fig. 1b** der Patientenquerschnitt keine Änderung erfahren hat, z.B. durch Organverlagerung oder überhaupt durch unterschiedliche Lagerung. **Fig. 1a** zeigt sehr stark schematisiert einen Querschnitt **1** am Körperstamm mit der Darstellung der Leber **2**, der Aorta **3**, der Wirbelsäule **4** und den beiden Nieren **5** und **6**. Die nicht wei-

ter bezeichneten Strukturen stehen für Lungengewebe (die große dunkle karierte Fläche), für die Rippen und für im Querschnitt befindliche Teile des Verdauungssystems. Die Struktur 8 steht für die Bauchspeicheldrüse, in der ein Radiologe aufgrund ihrer Form und ihrer Struktur einen Krebsherd diagnostiziert haben soll. Mit einer PET- Aufnahme soll nun die Ausdehnung dieses Herdes festgestellt und vor allem die Frage beantwortet werden, ob sich der Herd auf die Bauchspeicheldrüse beschränkt oder sich in die Baucharterie 7 hineinzieht, die laut Fig. 1a auf einer Seite an die Aorta 2 und mit einer anderen an die Bauchspeicheldrüse 8 angrenzt.

[0006] In Fig. 1b ist das PET-Bild für den gleichen Patientenquerschnitt 1 dargestellt mit dem strahlungsaktiven Bereich 9 in einem Gebiet, das der Bauchspeicheldrüse zuzuordnen ist, und den beiden strahlungsaktiven Bereichen 10 und 11, die sich offensichtlich in Randgebieten der Nieren befinden und hier aufgrund des über die Nieren laufenden Ausscheidungsprozesses für das Radiopharmakon auftreten mögen.

[0007] Gelingt es, das PET-Bild gemäß Fig. 1b dem CT-Bild gemäß Fig. 1a durch Sicherstellung gleicher Abbildungsmaßstäbe als auch gleicher räumlicher Bildorientierung ("Registrierung") ortsrichtig zu überlagern ("Fusion") so erhält man das fusionierte Bild in Fig. 1c. Im Beispiel wurde (mangels farblicher Darstellungsmöglichkeit für die Zeichnungen) in Fig. 1c dem Bereich 9', das dem strahlungsaktiven Bereich 9 in Fig. 1b entspricht, der Tonwert "weiß" zugeordnet; auch wurden die in Fig. 1b als strahlungsaktiv gekennzeichneten Nierenpartien, nämlich die Bereiche 10 und 11 in Fig. 1c mit gleichartiger Kennzeichnung als die Bereiche 10' und 11' übernommen (auch, um die ortsrichtige Überlagerung zu verdeutlichen).

[0008] In diesem Beispiel wäre also das Ergebnis der Bildfusion, dass sich nicht nur die Krebsdiagnose laut CT-Bild durch die PET-Untersuchung bestätigt, sondern sich auch die Ausdehnung des Herdes darstellt mit der wichtigen Erkenntnis, dass der Herd die Organgrenzen der Bauchspeicheldrüse 8 überschreitet und sich in die Baucharterie 7 hineinzieht.

[0009] Das Beispiel anhand von Fig. 1a bis Fig. 1c würde in praktisch identischer Weise für die Bildgebungsart SPECT anstelle der von PET gelten. Gleiches gälte, wenn an die Stelle von CT die MRT tritt. Grundsätzlich könnte man auch andere Bildgebungsarten miteinander kombinieren, z.B. CT und Ultraschall, wobei bei der Kombination unterschiedlicher Bildgebungsarten von multimodaler Bildregistrierung und -fusion gesprochen wird in Gegensatz zur monomodalen, wo z.B. Bilder der gleichen Bildgebungsart miteinander verschmolzen werden, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten aufgenommen worden sind, um z.B. den Verlauf einer Behandlung zu kon-

trollieren.

[0010] Ein umfassender Überblick über die Bildregistrierung findet sich im Artikel "A Survey of Medical Image Registration" von J.B.A Maintz und M.A. Viergever in Medical Image Analysis, Oxford University Press 1998.

[0011] Hier sei nun noch ein Beispiel für die monomodale Bildregistrierung und -fusion besprochen. So läge die Aufgabe vor, bei einer Weichteilerkrankung im Schädel den Krankheits- oder Heilungsfortschritt zuverlässig mit den Mitteln der CT zu verfolgen. In einer die Ausgangssituation darstellenden Bezugsaufnahme wird das sogenannte Bildfenster, besser Signalthöhenfenster, so gewählt, dass ausschließlich oder überwiegend der Schädelknochen dargestellt wird. Bei Folgeaufnahmen nach gegebenen Zeiten oder nach Eingriffen wird zunächst mit dem gleichen Bildfenster der Schädelknochen dargestellt und mit dem früher gewählten Bezugsbild durch Bildrotation oder Verschiebung zur Deckung gebracht. Dann wird das Bildfenster so eingestellt, dass kritische Weichteilveränderungen bestmöglich erkannt werden. Für den Vergleich kann dann z.B. eine Subtraktion der beiden Bilder hilfreich sein, deren Ergebnis dann die zwischenzeitlich aufgetretenen Änderungen ausweist.

[0012] Bei dieser Betrachtung wurde das Problem nicht berücksichtigt, das sich durch eine Verkippung des Patientenkopfes in Bezug auf seine Längsachse bei neuen Aufnahmen ergibt, welche Verkippung bei aller Sorgfalt nicht immer zu vermeiden ist. Abhilfe schaffen hier im Bild sich darstellende "Landmarken" von "Landmarkengebern", die am Schädel des Patienten über die Zeitdauer der Kontrolluntersuchungen fixiert bleiben, z.B. durch Einschraubung in den Knochen. Damit kann sichergestellt werden, dass nur identische Schädelquerschnitte, nämlich solche, die durch gleiches Auftreten der Landmarken in den Bildern gekennzeichnet sind, verglichen werden.

[0013] Die Aufgabe der Registrierung wird jedoch auch im monomodalen Fall schwierig, wenn ein Körperquerschnitt in ähnlicher Weise beobachtet werden soll, der kein festes Gerüst hat, so wie es der Schädelknochen für den Schädel ist. Zu unterschiedlichen Zeiten aufgenommene CT-Bilder selbst eines identischen Querschnitts vom Körperstamm sind unterschiedlich, wenn z.B., wie schon oben beim Körperstamm-Beispiel zur multimodalen Registrierung erwähnt, durch Verlagerung von inneren Organen in den Bildern sich die dargestellten Organe als auch die Umrandung des Körperquerschnitts unterschiedlich darstellen. Ein körpereigenes starres Bezugssystem fehlt, an dem sich im Bild wiederfindende Landmarkengeber angebracht werden könnten. Der Prozeß der Registrierung muß sich also an den dargestellten Gewebe- bzw. Organstrukturen selbst ori-

entieren, ein Vorgang, der um so komplexer werden kann, je länger die unterschiedlichen Untersuchungen des Patienten auseinander liegen.

[0014] Schwieriger jedoch wird die Registrierung im multimodalen, genauer gesagt, bimodalen Fall z.B. von CT und PET, wie es auch schon am anhand von **Fig. 1a** bis **1c** besprochenen Beispiels erkennbar wurde.

[0015] Unter der Annahme, dass im Beispiel laut **Fig. 1** beim Übergang von der Untersuchung gemäß dem Bild in **Fig. 1a** mit CT zur nuklearmedizinischen Untersuchung gemäß dem Bild in **Fig. 1b** sich Organverlagerungen ergeben hätten, könnte sich anstelle von dem in **Fig. 1b** dargestellten PET-Bild ein solches wie in **Fig. 1d** dargestellt einstellen. Die in **Fig. 1b** dargestellten aktiven Bereiche **9**, **10** und **11** finden sich in **Fig. 1d** als die Bereiche **9'**, **10'** und **11'** wieder. Auch der Körperquerschnitt **1** gemäß **Fig. 1a**, in **Fig. 1b** als Querschnitt **1'** gekennzeichnet, hat sich, wie in **Fig. 1d** als Körperquerschnitt **1''** angedeutet, in Zusammenhang mit der Organverlagerung in seiner Form geändert. Zur Verdeutlichung sind Teile der Konturen der in **Fig. 1b** dargestellten strahlungsaktiven Bereiche **9**, **10** und **11** in Entsprechung in **Fig. 1d** als **9***, **10*** und **11*** eingetragen.

[0016] Nun kann man versuchen, das Bild in **Fig. 1d** in bestimmten Bildbereichen mittels elektronischer Bildverarbeitung soweit zu dehnen oder zu stauchen, zu drehen und zu verschieben, bis die durch die Aktivitäten angedeuteten Nierenkonturen **10''** und **11''** mit den voll ausgebildeten Konturen der Nieren **5** und **6** in **Fig. 1a** zur Deckung kommen. Es besteht dann aber immer noch die Frage, ob durch diese Transformation der Topologie des Bildes in **Fig. 1d** das strahlenaktive Gebiet **9''** sich im Bild von **Fig. 1a** ganz oder näherungsweise mit dem deckt, was das Bild in **Fig. 1a** offenbaren wurde, wenn es dort "von sich aus sichtbar" würde, oder, anders ausgedrückt, ob es sich mit dem deckt, was von **Fig. 1b** als Gebiet **9** in das Bild von **Fig. 1a** eingebracht wurde und sich dann in **Fig. 1c** als Bereich **9'** darstellt. Es sei noch vermerkt, dass die an sich vorteilhafte Möglichkeit, einen Angleich des Körperquerschnitts **1''** in **Fig. 1d** an den Körperquerschnitt **1** im Bild von **Fig. 1a** vorzunehmen, nicht zur Verfügung steht, weil eben der Körperquerschnitt **1''** im PET-Bild gemäß **Fig. 1d** (wie auch der im Bild von **Fig. 1b** und hier als **1'** gekennzeichnete) sich nicht oder wenig zureichend abbildet.

[0017] Ein Algorithmus, der sozusagen ein Gummistück auf das Bild in **Fig. 1d** auflegt, das strahlenaktive Gebiet **9''** wie auch die in den aktiven Strahlungsbereichen **10''** und **11''** angedeuteten Nierenkonturen auf das Gummistück durchpaust, gegebenenfalls nach Verdeutlichung der Nierenkonturen durch einen erfahrenen Arzt, hätte dieses Gummistück z.B. durch ortabhängigen Zug auf dieses solange zu drehen und

dabei als Ganzes oder auch nur für lokale Bildteile und dabei zu deren Grenzbereichen abnehmend zu drehen oder zu verschieben, bis die in **Fig. 1d** mit den Bereichen **10''** und **11''** dargestellten (und gegebenenfalls durch Manipulation verdeutlichten) Nierenkonturen mit denen in **Fig. 1a** dargestellten sich decken. Bei der Entwicklung eines solchen Algorithmus wäre es unumgänglich, in ihn Vorabinformation einzuarbeiten, die ihn in die Lage versetzt, eventuelle Vorzugsrichtungen zu berücksichtigen, in die z.B. die Bauchspeicheldrüse ausweicht, wenn eine oder beide Nieren **5** und **6** durch Verlagerung des Patienten in Richtung des Körperinnern verschoben werden.

[0018] Eine Bildfusion von CT-Bildern und PET-Bildern wird heute als so wesentlich für die Diagnostik und ihre korrekte Registrierung als so schwierig angesehen, dass man den mathematischen Vorgang einer komplexen Bildtransformation durch eine sogenannte physikalische Lösung umgeht: Man kombiniert CT und PET in einem Gerät, so dass bei der Verbringung des Patienten von dem einen in den anderen Aufnahmemodus das Verschieben des Patientenlagerungstisches ausreicht; eine Umlagerung also entfällt. Die Aufnahmen der unterschiedlichen Arten werden in einem Untersuchungsgang, also unmittelbar hintereinander abgearbeitet, so dass auch eine Eigenbewegung der Organe, z.B. durch die Darmperistaltik als nicht gegeben oder als nur gering angenommen werden kann. So ist davon auszugehen, dass die Querschnittsbilder der beiden in einem Gerät vereinigten Modalitäten CT und PET von praktisch identischer Topologie sind.

[0019] Kombinierte CT/PET-Systeme sind bereits marktgängig, ein serienmäßig hergestelltes CT/SPECT-Gerät wurde Mitte 2004 vorgestellt (Literatur: Medical Solutions including electromedica, November 2004, Seite 16). Es sei hier noch einmal festgestellt, dass die bisher angestellten und noch weiterzuführenden Betrachtungen für ein CT/PET-Gerät gleichermaßen für ein CT/SPECT-Gerät gelten.

[0020] Eine solche CT/PET-Maschine löst jedoch das Registrierungsproblem nicht, wenn bei einem Patienten nach einer Operation und oder im Verlauf einer andersartigen Behandlung für die Kontrolluntersuchungen primär PET-Bilder indiziert sind, und man auf jeweils gleichzeitig zu erstellende CT-Aufnahmen aus Gründen der dem Patienten dafür zu applizierenden Strahlendosis wie auch zusätzlicher Kosten verzichten will. Eine ähnliche Frage stellt sich, wenn ein Patient, bei dem eine Untersuchung mit einem CT-Gerät Anlaß zu einer weiteren Untersuchung mit PET gibt, an eine Institution überwiesen wird, die auch eine CT/PET-Maschine betreibt. Zudem kann man wohl davon ausgehen, dass die noch neuen Doppelmodalitätssysteme nicht oder nur begrenzt in radiologischen Instituten installiert werden. Radiologie und Nuklearmedizin sind unterschiedliche Fach-

richtungen, und in der Regel haben nur nuklearmedizinische Institute eine Zulassung für den Umgang mit offenen radioaktiven Stoffen, wie z.B. mit Radiopharmaka. Zudem ist die Frage nicht ganz unberechtigt, ob und welche Kompromisse für die Anwendung einer der beiden Modalitäten einzugehen sind, wenn man beide Modalitäten in einem Gerät vereinigt. So erscheint es wahrscheinlich, dass die genannten Doppelmodalitätssysteme Geräte mit der einen oder der anderen ihrer beiden Einzelmodalitäten nicht grundsätzlich ablösen werden.

[0021] Das Problem einer optimalen Bildregistrierung und -fusion bleibt also bestehen.

Aufgabenstellung

[0022] Der Erfindung liegt nun die Aufgabe zugrunde, eine Registrierungshilfe für medizinische Bilder zu schaffen, die mit dem Patienten in Bezug auf gewählte Körperstellen reproduzierbar verbunden werden kann und an der sich Markierungen befinden, die sich für die multimodale Bildregistrierung eignen, also z.B. sich sowohl im CT-Bild wie auch im PET-Bild darstellen.

[0023] Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Patentanspruches 1. Ausgestaltungen ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Ausführungsbeispiel

[0024] Die Erfindung ist nachfolgend in Verbindung mit den **Fig. 2** bis **Fig. 6** näher erläutert.

[0025] **Fig. 2a** zeigt, dass entlang dem Körperumfang and der Stelle des abzubildenden Querschnitts ein Gürtel **12** angebracht wird und mit der Schließe **13** befestigt wird. Über dem Umfang des Gürtels **12** sind kreiszylindrische Hohlkörper **14** gemäß **Fig. 2b** angebracht, die aus einem Material bestehen, das sich in einem CT-Bild gut darstellt. Eine CT-Aufnahme führt dann zu einem Bild gemäß **Fig. 3a**, in dem sich die Hohlkörper **14** als Landmarken **14'** darstellen. Die kreiszylindrischen Hohlkörper **14** sind im wesentlichen senkrecht zur Querschnittebene ausgerichtet. (Eine systematisierte Schrägstellung der zylindrischen Hohlkörper **14** könnte durchaus dazu genutzt werden, bei mehreren CT-Aufnahmen eines Aufnahmeverganges die Lage abgebildeter Querschnitte bezüglich der Systemachse des Gerätes und zueinander zu kontrollieren und gegebenenfalls zu korrigieren, jedenfalls im Bereich der Länge der zylindrischen Hohlkörper **14**, weil diese sich dann in den Bildern ortsversetzt darstellen.)

[0026] Wird der Patient unmittelbar in Anschluß an die Untersuchung mit CT auf ein PET-Gerät überführt, so geschieht das mit angezogen bleibendem Gürtel **12**, der durch geeignete Breite und Elastizität

seine Position auf dem Körper des Patienten möglichst beibehält. Unmittelbar vor der Untersuchung mit PET wird der kreiszylindrische Hohlraum **15** im kreiszylindrischen Hohlkörper **14** mit einem passenden kreiszylindrischen Gefäß **16** mit dem Verschluss **17** beschickt, das aufgrund seiner Füllung mit einer radioaktiven Substanz **18** eine für seine Darstellung in der PET-Aufnahme geeignete Strahlung emittiert, so dass ein PET-Bild gemäß **Fig. 3b** zustande kommt, in dem sich die in den am Gürtel **12** befestigten zylindrischen Hohlkörpern **14** befindlichen zylindrischen Gefäße **16** als die Landmarken **14''** darstellen. Hohlkörper **14** und Gefäß **16** werden also sinngemäß als Landmarkengeber bezeichnet. Die Landmarkengeber bestehen dabei aus einem Material, das für die von der Substanz **18** abgegebenen Strahlung durchlässig ist.

[0027] (Die vorstehend angesprochene systematisierte Schrägstellung der zylindrischen Hohlkörper **14** führt zur systematisierten Schrägstellung der zylindrischen Gefäße **16**, was dazu genutzt werden könnte, bei mehreren PET-Aufnahmen eines Aufnahmeverganges die Lage abgebildeter Querschnitte bezüglich der Systemachse des Gerätes und zueinander zu kontrollieren und gegebenenfalls zu korrigieren, jedenfalls im Bereich der Länge der zylindrischen Gefäße **16**, weil diese sich dann in den Bildern ortsversetzt darstellen. Da die systematisierte Schrägstellung der zylindrischen Hohlkörper **14** auch für die eingesteckten zylindrischen Gefäße **16** gilt, gelten die angesprochenen Bezüge auch zwischen CT- Aufnahmen und PET- Aufnahmen.)

[0028] Das Zentrum einer Landmarke **14'** in **Fig. 3a** wie auch das Zentrum der ihr zugehörigen Landmarke **14''** in **Fig. 3b** entsprechen beide dem Zentrum des Querschnitts des zugehörigen zylindrischen Hohlkörpers **14**. Alle Landmarken **14'** und **14''** können nun als Registrierungshilfe herangezogen werden, wobei die Registrierung eben die Aufgabe hat, in einem gemeinsamen Koordinatensystem für beide Bilder die jeweils einander zugehörigen Landmarken **14'** und **14''** mittels vorstehend diskutierten Transformationsmaßnahmen zur Deckung zu bringen, wobei nicht auf die Nutzung von Anreicherungen des Radiopharmakons in Nicht-Zielgebieten verzichtet werden soll, wie z.B. auf die Anreicherungen **10** und **11** gemäß **Fig. 1b**, oder, wenn zwischen den Untersuchungen mit CT und PET Organverlagerungen eingetreten sind, die adäquaten Anreicherungen **10''** und **11''** gemäß **Fig. 1d**, die ja alle Anreicherungen in den Randbereichen der Nieren **5** und **6** gemäß **Fig. 1** bzw. **Fig. 3a** sind.

[0029] Das Strahlung emittierende zylindrische Gefäß **16** in **Fig. 2b** wäre vorzugsweise als Hohlzylinder aus strahlendurchlässigem Material auszuführen, der vor der Untersuchung des Patienten mit dem PET-Gerät z.B. mit einer Verdünnung des bei der Un-

tersuchung verwendeten Radiopharmakons gefüllt wird.

[0030] Der Gürtel 12 in Fig. 2a ist zunächst eine schematische Darstellung der Halterung der zylindrischen Hohlkörper 14. Der Gürtel 12 kann so ausgeführt werden, dass die Hohlkörper 14 in seiner Dicke eintauchen und z.B. in dort angebrachte Halterungen aus- und eingesteckt werden können, wie überhaupt die Hohlkörper 14 nicht fest mit dem Gürtel verbunden sein müssen, wenn sie sich nur reproduzierbar an der gleichen Stelle an- oder einstecken lassen. Während der CT-Untersuchung kann der Hohlraum 15 auch durch einen passenden (Voll-) Zylinder aus dem gleichen Material gefüllt werden, aus dem der Hohlkörper 14 besteht, so dass die Landmarken 14' in Fig. 3a sich nicht als Kreisring, sondern als Kreis darstellen.

[0031] Sind die Hohlkörper 14 in den Gürtel 12 reproduzierbar an- oder einsteckbar, so können sie beim Übergang von einer Untersuchung mit CT zu einer mit PET auch gegen die mit radioaktiver Substanz 18 gefüllten und durch einen Verschluss 17 verschlossenen zylindrischen Gefäße 16 ausgetauscht werden, wenn diese Gefäße 16 z.B. der Einfachheit halber in die gleiche äußere Form wie die der Hohlkörper 14 gebracht werden. In diesem Fall kann der Hohlkörper 14 auch als Vollzylinder ausgeführt sein und müsste auch nicht aus einem Material bestehen, das für die von der radioaktiven Substanz 18 abgebenen Strahlung hinreichend durchlässig ist.

[0032] In einer Ausführung des Gürtels 12 kann dieser als ein dem Patientenkörper angeformtes Korsett oder Leibchen ausgestaltet werden, was auch die Möglichkeit böte, es auch nach zwischenzeitlichem Ablegen wieder in Bezug auf Körperstellen weitestgehend reproduzierbar anzulegen. Hilfreich wäre dabei, die Konfiguration des Korsettverschlusses so auszulegen, dass sie für jede gewählte Anpassung eindeutig und damit protokollierbar ist. Ein solches reproduzierbar anzulegendes Korsett böte nämlich nicht nur den Vorteil, die Landmarkengeber 14 und 16 immer wieder an den gleichen Stellen auf der Peripherie des Körperquerschnitts zu positionieren, sondern könnte auch in Weiterführung der dem Gürtel 12 schon zugesprochenen Stützfunktion durch seine Form noch besser dafür sorgen, die inneren Organe in Höhe des darzustellenden Querschnitts in die Konfiguration zu bringen, wie sie bei vorhergehenden Untersuchungen bestand. Dabei sei es gleichgültig, welcher Art die vorhergehende Untersuchung war, ob z.B. CT oder PET.

[0033] Auch der kreiszylindrische Hohlkörper 14 wie auch das in diesen einzulegende kreiszylindrische Gefäß 16 für die radioaktiven Substanzen können Gegenstand weiterer Ausgestaltung sein. So kann an die Stelle des kreiszylindrischen Hohlkörpers 14 mit

kreiszyllindrischem Hohlraum 16 ein, wie in Fig. 4a gezeigt, konisch zulaufender Hohlkörper 19, mit konisch verlaufendem Hohlraum 20 treten. Das zugehörige durch einen Verschluss 22 verschlossene Gefäß 21 anstelle des Gefäßes 16 wäre in seiner Form dem konisch verlaufenden Hohlraum 19 anzupassen. Vorteil sich so zusammen-setzender und in Abmaßen bekannter Landmarkengeber wäre der, dass anhand der Landmarkenmaße in den Bildern festgestellt werden kann, ob die Bilder beider Modalitäten auch den gleichen Körperquerschnitt darstellen oder ob gegebenenfalls Bilder von Querschnitten an anderer Stelle zu wählen wären, nämlich für Querschnitte an anderer Stelle entlang der Patientenkörperachse (jedenfalls über den Bereich, über den sich auch die Landmarkengeber erstrecken). Das wäre insbesondere dann bedeut-sam, wenn man die Bilder mehrerer zueinander passender Bildpaare entlang der Körperachse hintereinander liegender Bilder spielt eine Rolle für den Übergang der hier besprochenen zweidimensionalen Registrierung auf eine dreidimensionale.

[0034] Eine gleiche Betrachtung gälte auch für den Fall, dass man dem Hohlkörper 14 und dem zugehörigen Gefäß 16 oder dem Hohlkörper 19 und dem zugehörigen Gefäß 21 statt eines kreisförmigen Querschnitts einen elliptischen oder rechteckigen gegeben hätte, die sich mit definiertem Mittelpunkt in gleicher Weise wie ein kreisförmiger Querschnitt als Registrierungshilfe eignen. Fig. 4b beschreibt für einen rechteckigen Querschnitt eine solche Anordnung mit dem Hohlkörper 23, seinem Hohlraum 24, dem Gefäß 25 mit der radioaktiven Füllung 18, die sich in Bezug auf die kleine Achse des rechteckigen Querschnitts im Verlauf ihrer Länge verjüngen, sowie mit einer Verschlussplatte 26 für dieses Gefäß 25 mit dem durch einen Verschluss 27 verschlossenen Füllloch.

[0035] Es sei ergänzt, dass für den Hohlkörper 14 bzw. 19 bzw. 23 wie auch für das Gefäß 16 bzw. 21 bzw. 23 eine Formgebung mit symmetrischen Querschnitten wie einem kreis-, ellipsen- oder rechteckförmigen grundsätzlich nicht notwendig ist. Auch der Querschnitt eines Prismas wäre vorstellbar, wenn nur in beiden zugehörigen Landmarken, also der im CT-Bild wie auch der im PET-Bild auf einfache Weise ein topologisch identischer Punkt ermittelt werden kann. Es sei auch noch festgestellt, dass der Querschnitt der Hohlkörper 14 bzw. 19 bzw. 23 nicht die gleiche Form wie ihre Hohlräume 15 bzw. 20 bzw. 24 haben müssten; letztere müssten nur mit den Querschnitten der Gefäße 16 bzw. 21 bzw. 25 übereinstimmen.

[0036] Gemäß den vorstehenden Betrachtungen erscheint noch der Hinweis angebracht, dass bei Lösung von der Form eines Zylinders, Kegels, Kegelstumpfes oder Prismas für die Landmarkengeber

(Hohlkörper gemäß **14**, **19** und **23** und die zugehörigen Gefäße **16**, **21** und **25**) es eines glatten, oder genauer ausgedrückt, eines sich stetig in Achsenrichtung ändernden Kegel-, Kegelstumpf-, oder Prismenmantels für die Innenwand der Hohlkörper und für die Außenwand für der Gefäße bedarf, wenn die Gefäße von einer Stirnseite der Hohlkörpers in diese paßgenau eingeschoben werden sollen.

[0037] Diese Notwendigkeit entfällt, wenn aus den Hohlkörpern ein Hohlkörper abgeleitet würde, der aus zwei Halbschalen bestünde, und so in ihn ein von der Form her passendes Gefäß entsprechend eingelegt werden könnte. Dann wäre man in der Formgestaltung für den abgeleiteten Hohlkörper mit seinem Innenraum und für das zugehörige und einzulegende Gefäß weitgehend frei.

[0038] Freiheit von einer besonderen Form würde dann Sinn machen, wenn mit der Formgebung eine Kodierung verbunden wäre, die an den Landmarken in den Querschnittbildern die Position der Querschnitte entlang den Landmarkengebern abzulesen erlaubt. Eine solche Kodierung wäre auch bei allen anderen bisher besprochenen Landmarkengebern möglich, nämlich durch Anbringen von Gravuren oder Rillen z.B. auf dem Außenmantel der Hohlkörper mit jeweiliger Entsprechung auf der Außenseite der mit radioaktiver Substanz **18** gefüllten Hohlgefäße.

[0039] Freiheit bezüglich der Form bestünde auch, wenn man statt der Hohlkörper **14** bzw. **19** bzw. **23** Vollkörper benutzt, die in am Gürtel **12** befindlichen Halterungen eingelegt werden und beim Übergang von der Untersuchung mit CT zur Untersuchung mit PET durch gleichgeformte und mit der benötigten radioaktiven Substanz gefüllte Gefäße ausgetauscht werden.

[0040] Ein anderer Ansatz zur Ausgestaltung der Hohlkörper **14** bzw. **19** bzw. **23** in ihrer Gesamtheit wäre die eines flexiblen Rohrs oder Schlauches **28** mit den Enden **29**, die gemäß **Fig. 5a** und **b** fest mit einer Unterlage, also einem breit gehaltenen Gürtel **12** oder dem schon angesprochenen Korsett mit den Verschlussteilen **30** verbunden sind, und die vor oder während der Untersuchung mit dem PET-Gerät mit der bildgebenden radioaktiven Flüssigkeit beschickt werden. Bei den CT-Aufnahmen erzeugt die Wandung des Rohrs **28** die Landmarke, bei den PET-Aufnahmen die radioaktive Flüssigkeit in seinem Innenraum. In eine solche Anordnung kann voraussichtlich einfacher und schneller als z.B. in eine Serie von Hohlkörpern **14** bzw. **19** bzw. **23** und den zugehörigen Gefäßen **16** bzw. **21** bzw. **25** die benötigte radioaktive Substanz eingebracht und wieder entnommen werden. Das könnte auch von Vorteil beim Vorgang einer Untersuchung mit PET sein, wenn man die Landmarkengebung durch Füllung des flexiblen Roh-

res oder Schlauches **28** mit radioaktiver Substanz erst dann einleiten wollte, wenn die gewünschte bildgebende Wirkung des dem Patienten verabreichten Radiopharmakons verzögert eintritt. Das flexible Rohr **28** kann auch in den Gürtel **12** eingearbeitet sein, weil es ja über seine Enden **29** zu füllen und zu entleeren wäre.

[0041] Das flexible Rohr oder der Schlauch **28** auf dem Gürtel **12** oder dem daraus abzuleitenden Korsett oder Leibchen kann auch einen anderen Verlauf haben z.B. wie den in **Fig. 5c** dargestellten, bei dem das Rohr **28** mäanderförmig schräg über den Gürtel **12** verläuft. Die für dieses Beispiel sich in den Querschnittbildern abbildenden Landmarken wären nicht allein für die Registrierung geeignet, sondern erlauben auch durch ihre Position im Bild den Rückschluß auf den Ort des Körperquerschnitts im Bereich des Landmarkengebers, also des Rohres **28** auf dem Gürtel **12**.

[0042] Bei angelegtem Gürtel **12** oder entsprechendem Korsett sollte dessen Sitz unverändert bleiben und beim wiederholten Ab- und Anlegen möglichst reproduzierbar sein. Hilfsmittel zur Sicherung bzw. Wiederherstellung des genauen Sitzes könnten Marken auf dem Patientenkörper sein, die z.B. durch Sichtlöcher oder Lochschablonen im Gürtel **12** auf die Haut des Patienten vormarkiert oder gleich angebracht werden, wobei diese Sichtlöcher beim Wiederanlegen des Gürtels **12** mit den Markierungen zur Kontrolle des richtigen Sitzes wieder zur Deckung gebracht werden.

[0043] Die bislang mit dem Gürtel **12** angestellten Betrachtungen mit den darauf oder darin als Landmarkengeber angebrachten Hohlkörpern **14** bzw. **19** bzw. **23** und den zugehörigen Hohlgefäßen **16** bzw. **21** bzw. **25** und der Weiterführung zum genannten Korsett, wurde für Querschnitte am Körperstamm angestellt. Beim Kopf gilt eine ganz ähnliche Betrachtungsweise, wobei anstelle des Gürtels **12** eine Kappe z. B. in Form einer ledernen Motorradkappe sich als Träger der Landmarkengeber eignen würde, insbesondere in Hinblick auf die Reproduzierbarkeit ihrer vorherigen Lage beim Wiederanlegen.

[0044] Bei besonders hohen Anforderungen an die Reproduzierbarkeit der Lage des Gürtels **12** als Träger der Landmarkengeber auf dem Leib des Patienten kann man auch daran denken, den Gürtel **12** so auszugestalten, dass man dem Patienten eine Körperschale **31** gemäß **Fig. 6** anpaßt, indem man den Patienten in eine vorgeformte aber noch plastisch verformbare Schale legt, in deren Wand sich gegebenenfalls ein Gitter oder Geflecht aus bei der Anpassung noch nicht ausgehärtetem Kunststoff oder aus einem anderen geeigneten Material eingearbeitet ist. Diese Schale wird in noch plastisch verformbarem Zustand an den Patienten angeschmiegt und soll

dann in diesem Zustand aushärten. Damit diese Schale 31 wieder abgelegt werden kann, zum späteren wiederholten Gebrauch, ist sie mit einer oder mehreren biegsamen Nahtstellen, sozusagen Scharnieren 32 ausgestattet; der Öffnungsspalt 33 wird mit einem Schließmechanismus 34 verschlossen, der z.B. aus einem Klettverschlußsystem besteht. Die Schale 31 kann mit Landmarkengebern gemäß den Hohlkörpern 14 bzw. 19 bzw. 23 und den zugehörigen Hohlgefäßen 16 bzw. 21 bzw. 25 laut Fig. 2a bis Fig. 4b ausgestattet sein wie auch mit einem flexiblen Rohr 28 gemäß Fig. 5a bis c, wobei die Landmarkengeber auf der Schale 31 aufliegen oder in diese eingearbeitet sind. Für die Darstellung in Fig. 6 wurde das Rohr 28 als Landmarkengeber gewählt; es wurden auch die schon in Zusammenhang mit dem Gürtel 12 angesprochenen Sichtlöcher oder Lochschablonen als Hilfe für die Lagemarkierung vor dem Ablegen der Schale 31 und zur Kontrolle der Lage nach einem Wiederanlegen als Sichtlöcher 35 vermerkt. Diese Körperschale 31 begleitet einen Patienten z.B. dann während des Zeitraums erforderlicher Kontrolluntersuchungen nach Heilbehandlung oder Heilbehandlungen, um z.B. die Veränderungen von Größe, Form und/oder Lage eines Krankheitsherdes zu verfolgen.

[0045] Die bisher angestellten Überlegungen für bimodale Systeme, hier für die CT in Kombination mit einer der nuklearmedizinischen Modalitäten PET oder SPECT lassen sich analog auf ein bimodales System übertragen, bei dem an die Stelle der CT die bildgebende Modalität MRT tritt. Für die Hohlkörper 14 bzw. 19 bzw. 23 und gegebenenfalls die zugehörigen Hohlgefäße 16 bzw. 21 bzw. 25 laut Fig. 2a bis Fig. 4b oder für das flexible Rohr 28 gemäß Fig. 5a bis c und Fig. 6 ist lediglich ein Material zu verwenden, das sich in einem MRT-Bild einerseits gut darstellt und andererseits für die aus dem für die Landmarkengebung im PET- oder SPECT-Bild benutzten radioaktiven Material austretenden Strahlung hinreichend durchlässig ist.

[0046] Auch die Frage der Registrierungshilfe im Fall Bimodalität CT/MRT ließe sich in gleicher Weise diskutieren. Diese Frage wäre aber unnötigerweise gestellt, weil ja CT und MRT beide die Morphologie der Organe umfassend darstellen. Vielleicht wäre sie in Sonderfällen interessant.

[0047] Die Kombination eines Ultraschall-Schnittbildes mit einem Bild nach den vier oben genannten Verfahren wäre ebenfalls grundsätzlich möglich. Statt eines Gürtels 12 käme hier als Träger von Landmarkengebern z.B. ein flacher gel- oder flüssigkeitsgefüllter Folienschlauch infrage. Aber auch hier wird die Frage einer Registrierungshilfe nicht weiter diskutiert, denn bei einem Ultraschallbildgerät wird durch den untersuchenden und den Schallkopf führenden Arzt nach für die zu erstellende Diagnose benötigten und

geeigneten Körperquerschnitten gesucht, die in der Regel keine axialen sind (in Bezug auf die Längsachse des Patientenkörpers), weswegen es auch kein festes, durch das Gerät gegebenes Bezugssystem für das Bild gibt, was bei den anderen angeführten Modalitäten ja der Fall ist.

[0048] Immerhin bietet ein Ultraschallbild, das in der Regel ein Lauf- oder Cinebild ist, in dem also die zeitliche Veränderungen von Organstrukturen dargestellt werden, einen neuen Aspekt, unter dem auch die anderen Bimodalitäten betrachtet werden könnten. So könnten beispielsweise die zeitlichen Änderungen der in einem nukleardiagnostischen Bild dargestellten Strahlung eines Krankheitsherdes einem statischen CT-Bild überlagert werden.

[0049] Eingangs wurde ein Beispiel für die monomodale Bildregistrierung und -fusion besprochen und zwar für die Aufgabe, bei einer Weichteilerkrankung im Schädel den Krankheits- oder Heilungsfortschritt zuverlässig mit den Mitteln der CT zu verfolgen. Für die Registrierung von einer die Ausgangssituation darstellenden Bezugsaufnahme und Folgeaufnahmen bot der Schädelknochen ein zuverlässiges Bezugssystem. Für Körperstellen, die kein festes Gerüst haben, so wie es der Schädelknochen für den Schädel darstellt, und das für die Registrierung von in zeitlicher Abfolge erzeugten Bildern als Bezugssystem dienen kann, ist die Registrierung auch im monomodalen Fall eine schwierige Aufgabe, z.B. aufgrund einer Verlagerung von inneren Organen. Die vorstehend beschriebenen multimodalen, im speziellen bimodalen Registrierungshilfen sind auch für eine monomodale Registrierung brauchbar, wobei diese, obwohl für Bimodalität ausgelegt, dann eben nur für eine Modalität angewendet werden. Sie können auch von vornherein nur für eine Modalität ausgelegt werden, wie es für CT-Bilder wäre, würde man sich z.B. bei der in Fig. 2 dargestellten Registrierungshilfe auf den Gürtel 12 mit den an seinem Umfang angebrachten kreiszylindrischen Hohlkörpern 14 (oder ihren Weiterführungen), die aus einem Material bestehen, das sich in einem CT-Bild gut darstellt, beschränken.

Bezugszeichenliste

1, 1', 1''	Querschnitt
2	Leber
3	Aorta
4	Wirbelsäule
5, 6	Nieren
7	Baucharterie
8	Bauchspeicheldrüse
9, 10, 11	Bereiche
9', 10', 11'	Bereiche
9'', 10'', 11''	Bereiche
9*, 10*, 11*	Bereiche
12	Gürtel
13	Schließe

14	Hohlkörper
14', 14"	Landmarken
15	Hohlraum
16	Gefäße
17	Verschluß
18	Substanz
19	Hohlkörper
20	Hohlraum
21	Gefäß
22	Verschluß
23	Hohlkörper
24	Hohlraum
25	Gefäß
26	Verschlußplatte
27	Verschluß
28	Schlauch
29	Schlauchende
30	Verschlußteile
31	Körperschale
32	Scharniere
33	Spalt
34	Schließmechanismus
35	Sichtlöcher

Patentansprüche

1. Registrierungshilfe für medizinische Bilder zur Einbringung von Landmarken (14', 14") in mittels Bildgebungsgeräten unterschiedlicher Modalität von ein und demselben Patienten erzeugten Bildern durch am Patienten ortsdefiniert anbringbare Landmarkengeber (14, 16, 19, 21, 23, 25, 28), so dass die Landmarken (14') in dem einen mit der einen Modalität erzeugten Bild den ihnen zugehörigen Landmarken (14") im mit einer anderen Modalität erzeugten Bild eindeutig und ortsgenau zugeordnet werden können.

2. Registrierungshilfe für medizinische Bilder zur Einbringung von Landmarken in mittels CT und PET von ein und demselben Patienten erzeugten Bildern durch am Patienten ortsdefiniert anbringbare Landmarkengeber für die CT, die im Übergang zur Untersuchung mit PET mit Landmarkengebern für die PET, die als strahlungsdurchlässige Gefäße (16, 21, 25), gefüllt mit einer PET-spezifischen radioaktiven Substanz (18), ortsdefiniert verbunden werden oder durch diese Landmarkengeber (16, 21, 25) ersetzt werden, so dass die im CT-Bild als Querschnitt der Landmarkengeber (14, 19, 23) dargestellten Landmarken den ihnen im PET-Bild zugehörigen und als Querschnitt der Landmarkengeber (16, 21, 25) erscheinenden Landmarken eindeutig und ortsgenau zugeordnet werden können.

3. Registrierungshilfe für medizinische Bilder zur Einbringung von Landmarken in mittels CT und PET von ein und demselben Patienten erzeugten Bildern durch einen am Patienten ortsdefiniert anbringbaren Landmarkengeber, der als flexibles Rohr (28) ausge-

führt ist, das vor oder während der Untersuchung mit PET mit einer PET-spezifischen radioaktiven Substanz (18) gefüllt wird und so als Landmarkengeber für das PET-Bild dient, wobei die im CT-Bild als Querschnitt des flexiblen Rohrs (28) dargestellten Landmarken den ihnen im PET-Bild zugehörigen und als Querschnitt des Innenraums des Rohres (28) erscheinenden Landmarken eindeutig und ortsgenau zugeordnet werden können, und im Fall eines schrägen Verlaufes dieses Rohres (Fig. 5c) die Landmarken Rückschlüsse auf den Ort des bildwirksamen Querschnitts entlang der Systemachsen erlauben.

4. Registrierungshilfe nach Anspruch 2 oder 3, wobei an die Stelle der Bildgebung mit PET die der mit SPECT (single photon emission computerized tomography) tritt.

5. Registrierungshilfe nach Anspruch 2, 3, oder 4, wobei an die Stelle der CT die MRT, also die (Magnetresonanztomographie) tritt und deshalb die in der CT wirksamen Landmarkengeber jetzt in einem Material auszuführen sind, das sich für seine Darstellung in einem MRT-Bild eignet und dann für die Strahlung der bei der PET- bzw. SPECT-Bildgebung verwendeten radioaktiven Substanz (18) durchlässig ist, wenn sie als Halter der mit dieser Substanz (18) gefüllten und deswegen im PET- bzw. SPECT-Bild dargestellten Landmarkengeber dienen.

6. Registrierungshilfe nach einem der vorstehenden Ansprüche, bei der die Landmarkengeber (14, 16, 19, 21, 23, 25, 28) mittels eines Gürtels (12), der auch als ein patientenformangepaßtes und patientenformstützendes Korsett ausgeführt sein kann, mit dem Patienten verbunden werden.

7. Registrierungshilfe nach Anspruch 6, wobei der Gürtel (12) durch eine dem Patienten angepaßte Körperschale (31) ersetzt ist, die über den Patientenumfang im wesentlichen geschlossen und dabei starr ist und die zum Anlegen an den Patienten und für das Ablegen mit flexiblen Wandstellen oder Scharnieren (32) versehen ist.

8. Registrierungshilfe nach Anspruch 2, bei der die Landmarkengeber als Hohlkörper (14, 19, 23) ausgebildet sind, die im CT-Bild dargestellt werden, und in die für die PET-Bilder Gefäße (16, 21, 25) mit einer radioaktiven Flüssigkeit oder Substanz (18) einbringbar sind.

9. Registrierungshilfe nach Anspruch 8, bei der sich der Innenraum der Hohlkörper (19, 23) und die Gefäße (21, 25) sich über ihre Länge verjüngen und so aus den in Aufnahmen erscheinenden Landmarken Rückschlüsse auf den Ort des bildwirksamen Querschnitts entlang der Systemachsen möglich sind.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

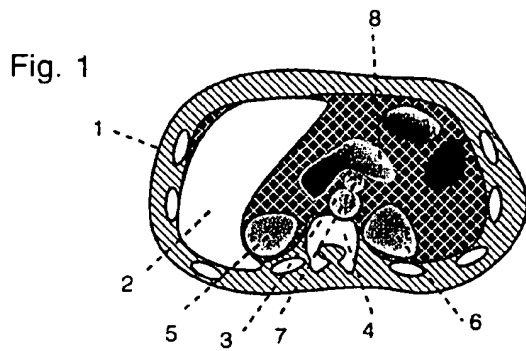


Fig.1a

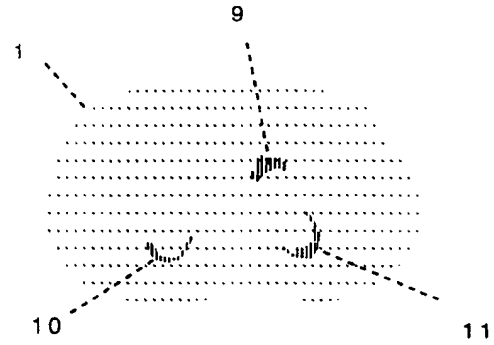


Fig. 1b

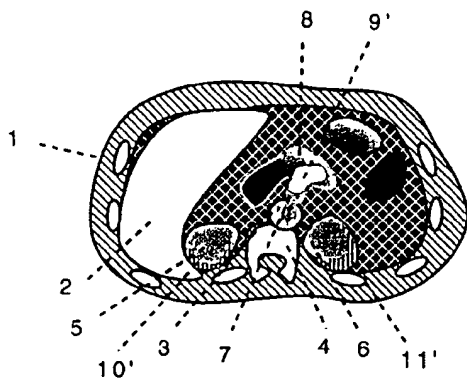


Fig.1c

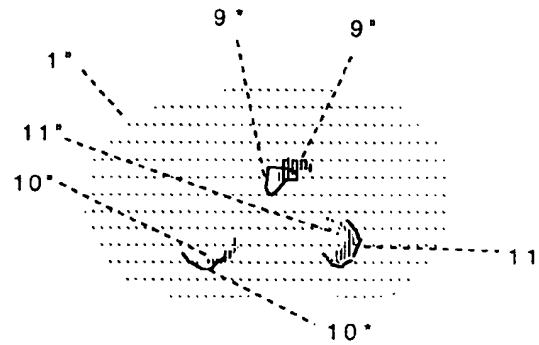


Fig. 1d

Fig. 2

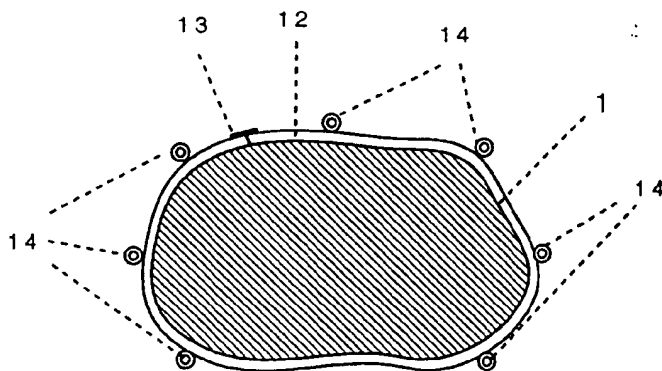


Fig.2a

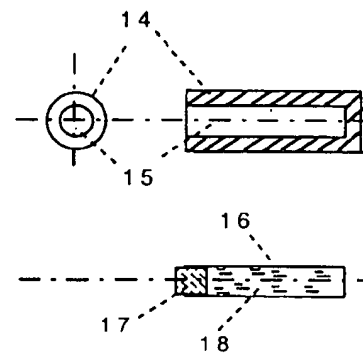


Fig.2b

Fig. 3

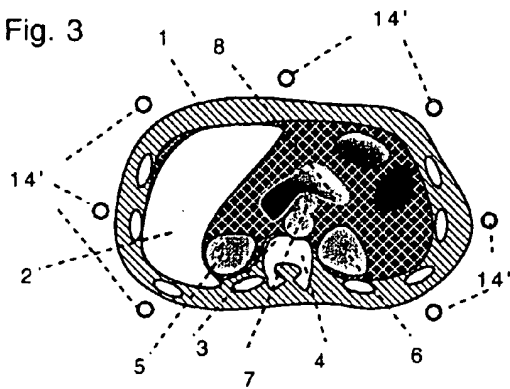


Fig.3a

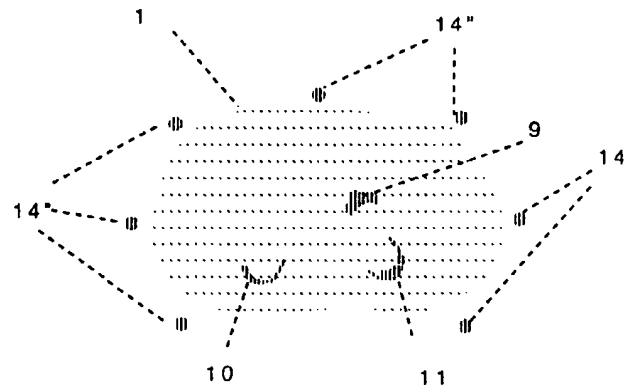


Fig.3b

Fig. 4

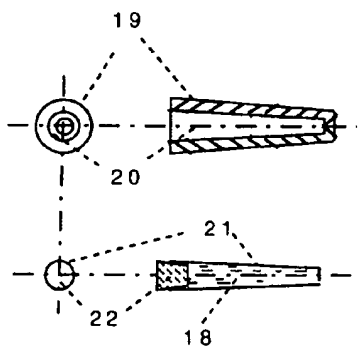


Fig. 4a

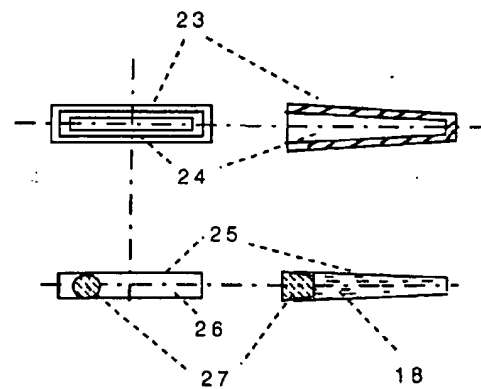


Fig. 4b

Fig. 5

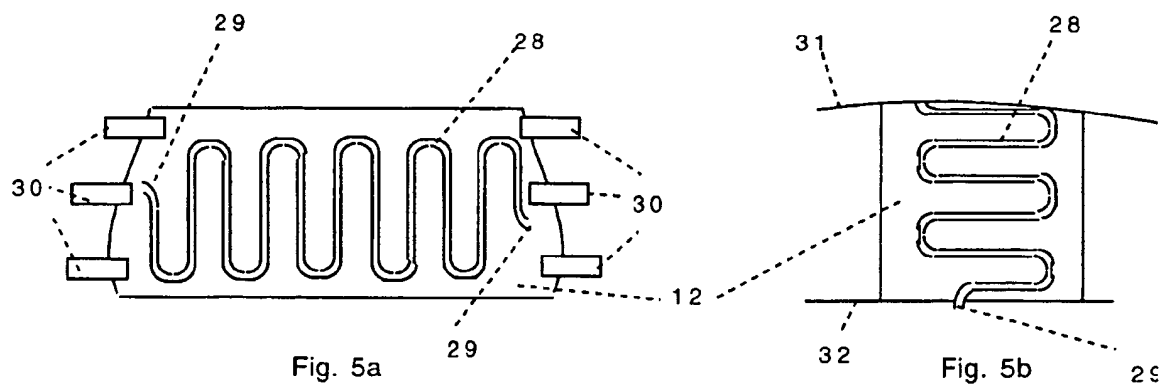


Fig. 5a

Fig. 5b

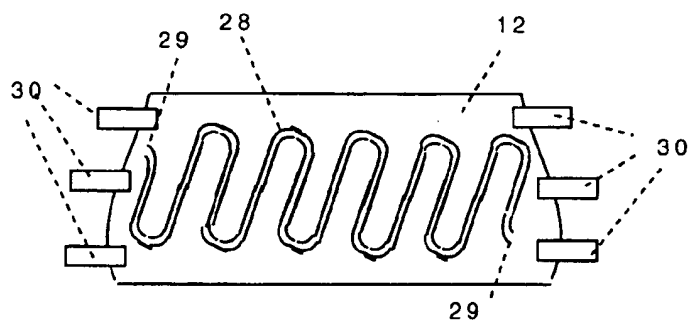


Fig. 5c

Fig. 6

